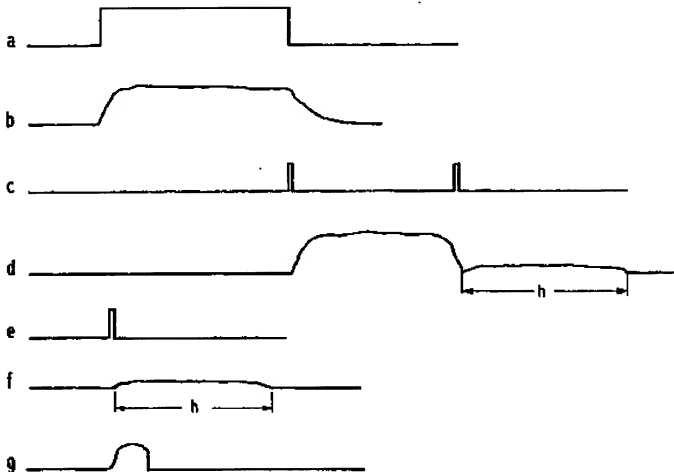


AN: PAT 1996-059192
TI: X-ray diagnostic system using CCD image converters uses double scanning at different intensities to provide values for use in noise reduction process
PN: DE4424905-C1
PD: 18.01.1996
AB: The output of the X-ray tube is amplified and directed onto a screen arranged with a matrix of CCD devices (4). The latter connect to an amplifier (5) providing input to an A/D converter (6). This connects to image memories (7, 8), correction units (9, 10), a comparator (11), a gating circuit (12), a summation stage (13), a memory (14), a D/A converter (15), and a monitor (16). The CCD devices are scanned in a double cycle at different levels of intensity. The values are stored and selected on the basis of a comparison made against reference values to reduce noise without affecting picture quality.; CCD processing eliminates static electrical noise.
PA: (SIEI) SIEMENS AG;
IN: SCHREINER H; SKLEBITZ H;
FA: DE4424905-C1 18.01.1996; JP08052128-A 27.02.1996;
CO: DE; JP;
IC: A61B-006/00; H04N-005/217; H04N-005/325; H04N-005/335;
MC: S05-D02A5B; W04-M01D6; W04-M01F1; W04-P01F;
DC: P31; S05; W04;
FN: 1996059192.gif
PR: DE4424905 14.07.1994;
FP: 18.01.1996
UP: 27.02.1996





**19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**

DEUTSCHES
PATENTAMT

Patentschrift
DE 44 24 905 C 1

(51) Int. Cl.⁶:
H 04 N 5/325
 H 04 N 5/217

(21) Aktenzeichen: P 44 24 905.5-31
 (22) Anmeldetag: 14. 7. 94
 (43) Offenlegungstag: —
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: 18. 1. 96

DE 44 24 905 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

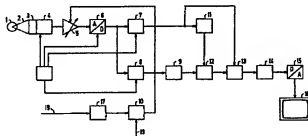
⑦2 Erfinder:
Schreiner, Horst, 91054 Erlangen, DE; Sklebitz,
Hartmut, Dipl.-Ing. (FH), 91056 Erlangen, DE

⑤⑥ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 30 04 977 C2
DE 42 17 627 A1
DE 42 05 522 A1

⑤4) Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem CCD-Bildwandler

57) Es soll eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem CCD-Bildwandler geschaffen werden, bei der das elektrische Rauschen reduziert ist, ohne Bildqualitätsnachteile hinnehmen zu müssen.
Die Pixel-Ladung des CCD-Bildwandlers 4) wird mehrmals, vorzugsweise zweimal nacheinander abgefragt.



DE 44 24 905 C 1

1

Beschreibung

In der Röntgentechnik kann die Bilderzeugung in Verbindung mit einer Bildverstärker-Fernsehkette durch einen dem Bildverstärker zugeordneten CCD-Bildwandler erfolgen. Bei CCD-Bildwandlern fällt jedoch das elektrische Rauschen stark ins Gewicht. Dieses Rauschen besteht aus zwei Komponenten. Die erste ist allen Signalwerten gleichmäßig überlagert und stört am meisten bei kleinen Signalwerten, also in dunklen Bildpartien. Die zweite ist von der Anzahl der abgetasteten Ladungsträger abhängig. Die Rauschamplitude erhöht sich mit der Quadratwurzel der Ladungsträger. Diese Rauschquelle ist in hellen Bildpartien am wirksamsten.

Es wäre vorteilhaft, wenn man die optische Aussteuerung des Bildwandlers erhöhen könnte, um den Störabstand in dunklen Bildpartien zu erhöhen. Da ein CCD-Bildwandler jedoch eine lineare Kennlinie aufweist, würden dann Bildpartien in weißen Bildbereichen in den Übersteuerungsbereich fallen und dadurch diagnostisch relevante Information verlorengehen.

In DE 42 17 627 A1 ist eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Bildverstärker-Fernsehkette, welche einen CCD-Wandler enthält, beschrieben, bei der nach jeder Auslesung des CCD-Wandlers nur ein Teil der Ladung entnommen wird, so daß der Rest der Ladung mit den weiteren Ladungen der darauffolgenden Bilder aufintegriert wird. Die Ladungsübertragung nach jedem Röntgenpuls erfolgt in einem Schritt. Dadurch ist ein kostengünstiger Aufbau der Integration auch bei nahezu trägheitslosen Aufnahmewandlern erzielt. In DE 30 04 977 C2 ist eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Bildverstärker-Fernsehkette beschrieben, bei der die Speicherung eines Bildes erst nach jeweils einer vorgegebenen Anzahl von Abtastungen des Targets der Fernsehaufnahmehöhle erfolgt. Dadurch wird die Fernsehaufnahmehöhle übersteuert, zu helle Bild elektronisch ausbleichend. Die eigentliche Übertragung der Bildinformation erfolgt auch hier nach jedem Röntgenpuls in einem Schritt. Schließlich ist in DE 42 05 522 A1 eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Bildverstärker-Fernsehkette beschrieben, bei der ein CCD-Bildwandler vorgesehen ist, dessen durch Röntgenbelichtung erzeugte Ladungen in jeweils einem Schritt nach einem Röntgenpuls in unterschiedliche Speicherbereiche übertragen werden, wobei der Speicherinhalt dann summiert wird. Bei einer Variante wird das Röntgenbild aus drei Teilbildern als Summenbild zusammengestellt, die während der Röntgenbelichtung durch entsprechenden Ladungstransfer überlagert werden.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Bildverstärker-Fernsehkette und einem dem Bildverstärker zugeordneten CCD-Bildwandler so auszubilden, daß das statistische Rauschen weitgehend eliminiert ist, ohne daß das Verstärkerrauschen in den wenig ausgeteuerten Bildbereichen ins Gewicht fällt, wobei der Dynamikbereich des CCD-Bildwandlers durch Antiblooming-Maßnahmen nicht eingeschränkt ist.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruchs 1.

Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 und 2 Kurven zur Erläuterung des Erfindungsgedankens, und

Fig. 3 ein Blockschaltbild einer Röntgendiagnostikeinrichtung nach der Erfindung.

In der Fig. 1 zeigt die Kurve a den zeitlichen Verlauf eines Röntgenpulses, die Kurve b den zeitlichen Verlauf des Lichtes am Ausgang des Röntgenbildverstärkers, die Kurven c und d den zeitlichen Verlauf des Ladungstransfers und des Videosignals bei einer ersten Ausführungsform der Erfindung, und die Kurven e, f und g den zeitlichen Verlauf des Ladungstransfers und des Videosignals bei einer zweiten Ausführungsform der Erfindung.

Das Prinzip der Erfindung liegt darin, nicht nur einen Abtastvorgang pro Röntgenpuls auszuführen, sondern unterschiedliche Anteile der dadurch erzeugten Belichtung des CCD-Bildwandlers in die Ladungstransportregionen zu überführen und nacheinander auszugeben. Das Bild wird in einem digitalen Bildspeicher zu einem verbesserten Bild erhöhter Dynamik zusammengesetzt. Es wird also die Ladung, die durch die Belichtung des CCD-Bildwandlers mit einem Röntgenpuls hervorgerufen wird, nicht mehr in einem Transfervorgang, sondern in zwei oder mehr Schritten zunächst in die vertikalen Schieberegister des CCD-Bildwandlers übertragen. Voraussetzung für das Funktionieren sind Antiblooming-Maßnahmen im CCD-Bildwandler, welche im vorgesehenen Bereich der Dynamikberhöhung sicher ein Überlaufen von Ladungen verhindern. Solche Antiblooming-Maßnahmen sind bekannt. Hierzu werden beispielsweise Ableitdioden verwendet, die jedem Pixel zugeordnet sind und exzessive Ladung vor Erreichung des Blooming-Effektes ableiten. Der gemeinsame Anschluß aller Antiblooming-Dioden ist meist mit dem Substrat des CCD-Bildwandlers verbunden und als separater elektrischer Anschluß aus dem Bildwandler herausgeführt.

Nach einer ersten Ausführungsform der Erfindung wird der CCD-Bildwandler durch die Impulse gemäß der Kurve c in Fig. 1 zweimal nacheinander nach dem Ende des Röntgenpulses a abgetastet. Der Dynamikbereich des CCD-Bildwandlers ist erweitert, weil Bildelemente, welche bei der ersten Abtastung übersteuert waren, also durch die Antiblooming-Maßnahmen in ihrem Signalwert reduziert sind, durch den in der Amplitude angepaßten Signalstrom des gleichen Pixels in der zweiten Abtastung ersetzt werden.

Der Signalstrom der zweiten Abtastung wird aus dem Nachbild des Röntgenbildverstärkers und ggf. der Trägheit des CCD-Bildwandlers generiert. Da diese Trägheit ebenso bekannt ist die Länge des Röntgenpulses a, ist das Verhältnis der Intensitäten zwischen der ersten und der zweiten Abtastung bestimmt. Daher kann der Inhalt der zweiten Abtastung entsprechend gewichtet und zur Intensitätsberhöhung in den übersteuerten Pixels in einem gespeicherten Bild verwendet werden.

Besonders vorteilhaft ist dabei, daß durch die Bildverarbeitungsmassnahmen keinerlei Störabstandsverschlechterung für die in der ersten Abtastung nicht übersteuerten Pixel erfolgt. Auch ist es ein Vorteil, daß alle applizierten Röntgenquanten zum Bildaufbau beitragen (außer in Blooming-Gebieten), da die zweite Abtastung ihren Informationsgehalt lediglich aus dem Nachbild bezieht.

In der Fig. 2 ist dargestellt, wie sich die Kennlinie entsprechend der Abtastung nach den Kurven c und d zusammensetzt. Die erste Abtastung erfolgt dabei im Bereich I und die zweite Abtastung im Bereich II. Die Erhöhung im Bereich II erfolgt nur für die Pixel, die bei der ersten Abtastung im Blooming waren.

Fig. 3 zeigt eine mögliche Ausführungsvariante für die Bildverarbeitung. In Fig. 3 ist eine Röntgenröhre 1 dargestellt, deren Röntgenstrahlenbündel 2 auf den Eingangsleuchtschirm eines Röntgenbildverstärkers 3 auftrifft, dessen Ausgangsleuchtschirm einem CCD-Bildwandler 4 zugeordnet ist. Dem CCD-Bildwandler 4 ist ein Verstärker 5, ein A/D-Wandler 6, ein Bildspeicher 7, ein Bildspeicher 8, ein Korrekturglied 9, ein Korrekturglied 10, ein Komparator 11, eine Torschaltung 12, ein Summationsglied 13, ein Bildspeicher 14, ein Digital/Analog-Wandler 15 und ein Monitor 16 zugeordnet. Vor dem Korrekturglied 10 liegt ein Speicher 17, der am Eingang 18 ein Röntgenpuls entsprechendes Signal erhält. Am Eingang 19 des Korrekturgliedes 10 liegt ein Signal, das der Trägheit des Röntgenbildverstärkers 2 und des CCD-Bildwandlers 4 entspricht.

Das analoge Ausgangssignal des CCD-Bildwandlers 4 durchläuft zunächst den einstellbaren Verstärker 5, wobei bei der ersten Abtastung auf die Verstärkung 1 geschaltet ist, während der Verstärkungsfaktor für die nachfolgende Abtastung auf einen höheren Wert umgeschaltet wird. So kann der Intensitätsunterschied zwischen den beiden Abtastungen, der durch Belichtungsvariation und verschiedene Röntgenbildverstärker- bzw. CCD-Bildwandler-Trägheiten bedingt ist, beseitigt werden. Die bei den beiden Abtastungen erzeugten, analog/digital gewandelten Bilder werden in den Bildspeichern 7, 8 abgespeichert. Der Komparator 11 stellt anhand des Signalamplitudenwertes fest, ob für den jeweiligen Bildpunkt Blooming-Bedingungen vorliegen haben. Ist dies der Fall, so wird die im Bildspeicher 8 abgelegte Information, die mit dem als Look-Up-Tabelle ausgebildeten Korrekturglied 9 die für das gewünschte Gamma erforderlichen Amplitudenwerte erhält, über die vom Komparator 11 gesteuerte Torschaltung 12 auf die Summationsstufe 13 geschaltet, wo die Signalamplitudenerhöhung pixelweise durchgeführt wird, bevor die Informationen im Bildspeicher 14 abgelegt werden.

Es kann auch vorteilhaft sein, den Kennlinienverlauf im unteren Teil so zu verändern, daß sich kein scharfer Kennlinienknick zu dem aufgesetzten Teil der hellsten Bildpartien ergibt.

Die zweite Abtastung (Hilfsabtastung) kann auch, wie durch die Kurven e, f, g dargestellt, direkt nach dem Beginn eines Röntgenpulses a stattfinden. Wenn man den Ladungstransferimpuls hinreichend kurz nach Aufnahmebeginn plaziert, ist wegen der Trägheit des Ausgangsschirmes des Röntgenbildverstärkers 3 mit keiner signifikanten Störabstandsverschlechterung der Hauptabtastung zu rechnen. Die während der Hilfsabtastung applizierten Röntgenquanten wirken noch während der Hauptabtastung nach und können so zum Bildaufbau beitragen. Das gemäß Kurve f gewonnene erste Videosignal kann analog zu der Lösung gemäß den Kurven c und d die zweite Abtastung ersetzen. Die Kurventeile h entsprechen demgemäß einander und sind der zweiten Abtastung zugeordnet. Zusätzlich kann in diesem Fall das bezüglich dem Amplitudenwert aufgelöste Signal der Vorabtastung zur Belichtungssteuerung verwendet werden. Dabei können auch beliebige Bildflächen oder Histogramme zur Belichtungssteuerung eingesetzt werden. Eine besonders vorteilhafte Konfiguration entsteht dann, wenn die Lösungen gemäß den Kurven c, d und e, f, g kombiniert werden und sowohl das Videosignal gemäß der Kurve f als auch die zweite Abtastung gemäß der Kurve d akquiriert wird. Durch die Mittelung beider Bilder läßt sich der Störabstand der zweiten Abtastung

(Hilfsabtastung) wesentlich verbessern.

Patentsprüche

1. Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer Bildverstärker-Fernsehkette (3, 4) und einem dem Bildverstärker (3) zugeordneten CCD-Bildwandler (4) mit einer Schaltung (Fig. 3) zur Übertragung der Pixel-Ladung, welche so ausgebildet ist, daß die durch einen Röntgenpuls erzeugte Pixel-Ladung durch Abtastung des Bildwandlers (4) in mehreren aufeinanderfolgenden Schritten in die vertikalen Schieberegister des Bildwandlers (4) übertragen wird, wobei Bildelemente, welche bei der ersten Abtastung übersteuert waren, durch den in der Amplitude angepaßten Signalstrom des gleichen Pixels in der zweiten Abtastung ersetzt werden.
2. CCD-Bildwandler nach Anspruch 1, bei dem der Signalstrom für die auf die erste Abtastung folgende zweite Abtastung aus dem Nachbild des Röntgenbildverstärkers (3) generiert wird.
3. CCD-Bildwandler nach Anspruch 2, bei dem auch die Trägheit des Bildwandlers (4) zur Generierung des Signalstroms benutzt wird.
4. CCD-Bildwandler nach Anspruch 1, bei dem alle Abtastungen unmittelbar nach Beginn eines Röntgenpulses (a) erfolgen.
5. CCD-Bildwandler nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem das bei einer Abtastung gewonnene Signal zur Belichtungssteuerung dient.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

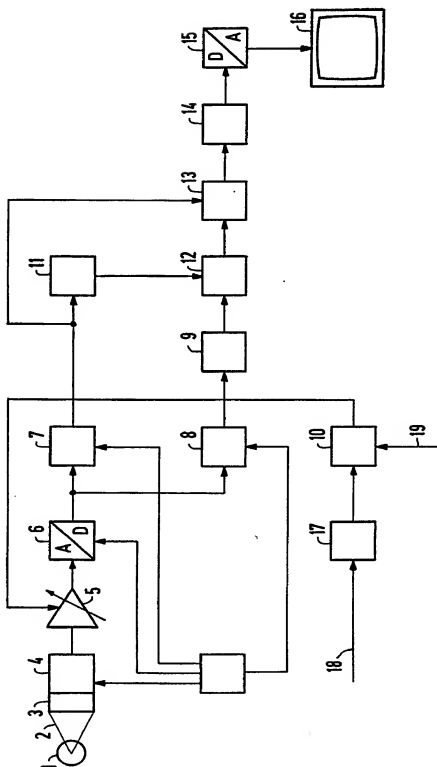
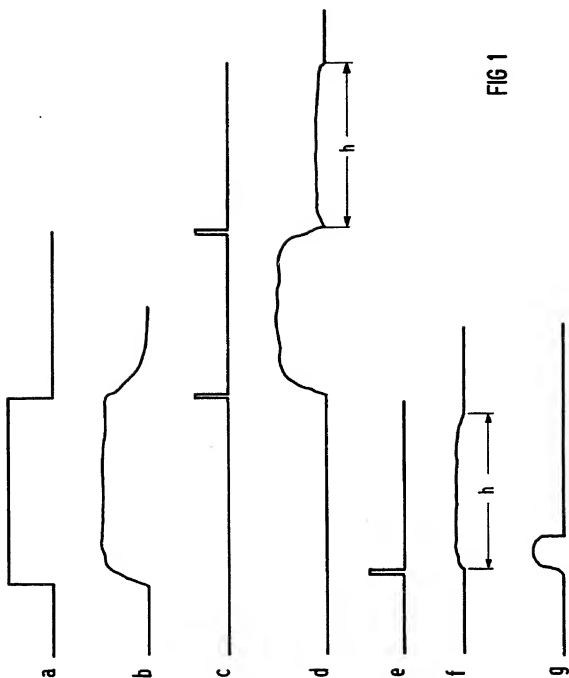


FIG 3



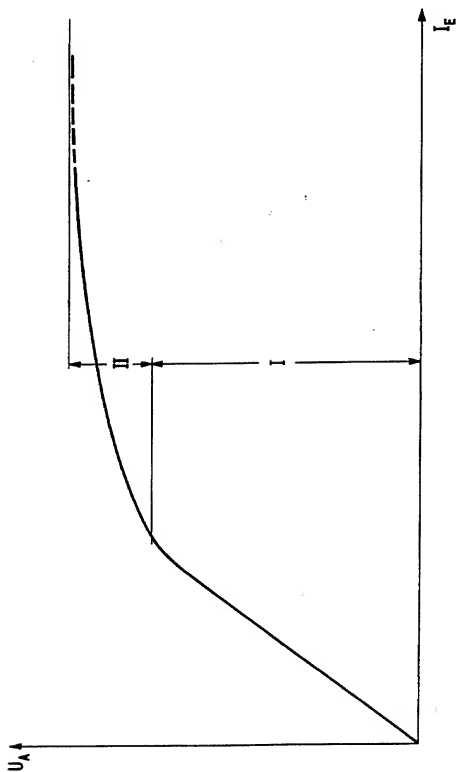


FIG 2